

In vitro Strömungsanalyse von künstlichen Herzklappen

Hirt F., Botnar R.*, Kepner J.⁺, Boesiger P.*

Strömungstechnik, Sulzer Innotec AG
CH-8401 Winterthur, Schweiz

*Institut für Biomedizinische Technik und Medizinische Informatik
Universität und ETH Zürich, CH-8092 Zürich, Schweiz

⁺CarboMedics Inc., Austin TX, U.S.A.

EINLEITUNG

Künstliche Herzklappen werden auf Grund von physikalischen und numerischen *in vitro* Experimenten entwickelt und verbessert. Dabei ist es das Ziel, kleine Bewegungen und Deformationen der Fluidpartikel (Blutkörperchen) zu erfassen. Damit können Folgerungen bezüglich Thrombusformation aufgestellt und Prothesen optimiert werden.

In physikalischen Experimenten werden Strömungsgeschwindigkeiten sowie lokale Turbulenzgrößen mit Hilfe von LDA (Laser Doppler Anemometry) oder PIV (Particle Image Velocimetry) gemessen. Eine andere und neuartige Methode, die zur Visualisierung von Blutströmungen entwickelt wurde, ist die MRI (Magnetic Resonance Imaging) Technik. Diese wurde von [1] erstmals zur Messung der stationären Strömung von künstlichen Herzklappen *in vitro* angewendet. Über die pulsierende Strömung einer Zweiflügel-Aortenklappe ist kürzlich in [2] und [3] berichtet worden. Mit Hilfe eines ausgeklügelten Puls-Duplikator-Systems wurde in [3] die instationäre Strömung nachgebildet und sowohl mit klinischer MRI- als auch mit optischer LDA-Technik untersucht.

SIMULATION UND ANALYSE DES STRÖMUNGSFELDES

Im *physikalischen* Experiment wird die physiologische Herztätigkeit des linken Ventrikels und die Ausbreitung der Pulswelle in den Gefäßen in einem hydraulischen Kreislauf naturgetreu nachgebildet. Für ein newtonsches Blut analog-Fluid wird die Physik exakt wiedergegeben. Ein solcher Versuchsaufbau wurde für die Anwendung von optischen Messtechniken (LDA, PIV) entwickelt und in [4] beschrieben. Ein ähnlicher Versuchsaufbau ist für die Anwendung der MRI-Technik angefertigt und in [3] dokumentiert worden. In **Figur 1** ist die Strömung einer Zweiflügel-Herzklappe in der Aortenseite dargestellt. Die Bilder sind mit Hilfe eines horizontalen Laser-Lichtschnittes und PolyStyren™-Partikel (60 µm) erzeugt worden.

Im *numerischen* Experiment kann die Strömung auch von kleinen Einzelheiten der Klappe untersucht und optimiert werden. Die Auflösung des Strömungsfeldes hängt dabei von der Feinheit des Berechnungsnetzes ab. In **Figur 2** ist ein spezielles Berechnungsnetz für eine Zweiflügel-Herzklappe dargestellt. Dieses Netz wurde für die transiente Strömungssimulation mit zwangsgeordneten Flügeln entwickelt. Da zur Lösung der Grund-

gleichungen physikalische und numerische Näherungen erforderlich sind, muss die numerische Simulation immer mit Hilfe von physikalischen Experimenten validiert werden. Mit steigender Komplexität der nachzubildenden Natur (Pulsation, Turbulenz, Fluid-Zellen-Interaktion, Biochemie) werden deshalb sorgfältig ausgelegte *in vitro* und *in vivo* Experimente benötigt.

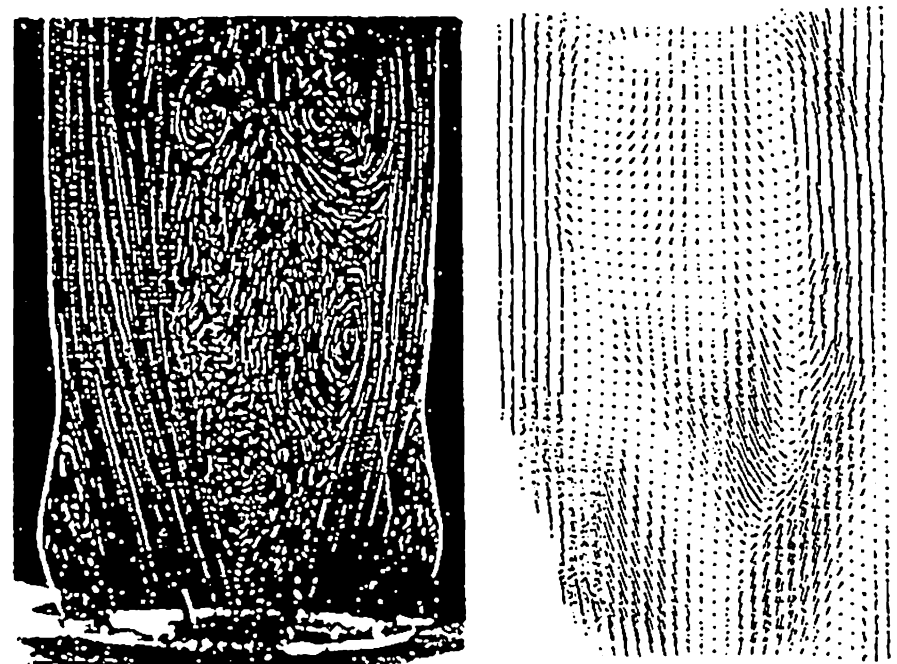


Fig.1 Ebener Schnitt durch das momentane Strömungsfeld einer mechanischen Zweiflügel-Herzklappe. Links: Teilchenbahnen. Rechts: Stromlinien, die mit Hilfe von PIV-Technik in [4] erzeugt worden sind.

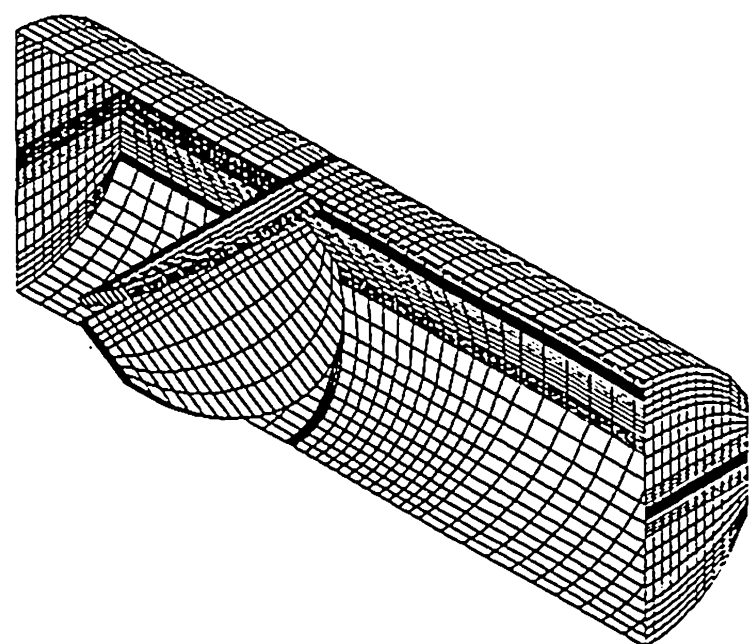


Fig.2 Aufbau des Berechnungsnetzes zur transienten Simulation des 3D-Strömungsfeldes einer Zweiflügel-Herzklappe mit bewegten Flügeln [5].

Mit Hilfe der optischen LDA-Technik kann in einem Blutanalog-Fluid die lokale Strömungsgeschwindigkeit mit sehr hoher räumlicher und zeitlicher Auflösung in Mittelwert und statistischen Schwankungsanteil zerlegt werden. Diese Information wird dann benötigt, wenn lokale Spannungsverhältnisse von Interesse sind. Die klinisch neue MRI-Technik hat den grossen Vorteil, dass dreidimensionale, mittlere Strömungen *in vitro* und *in vivo* mit hoher räumlicher Auflösung gemessen werden können. Da die zeitliche Auflösung der MRI-Technik im Wesentlichen durch die Echozeit des Systems bestimmt wird, können die statistischen Schwankungen heute noch nicht aufgelöst werden. Resultate beider Messtechniken sind in **Figur 3** dargestellt. Dabei wurden zwei verschiedene Puls-Duplikator-Systeme auf dieselben kardiologischen Strömungsbedingungen abgestimmt (120/80 mmHg, 72 BPM, 6 l/min).

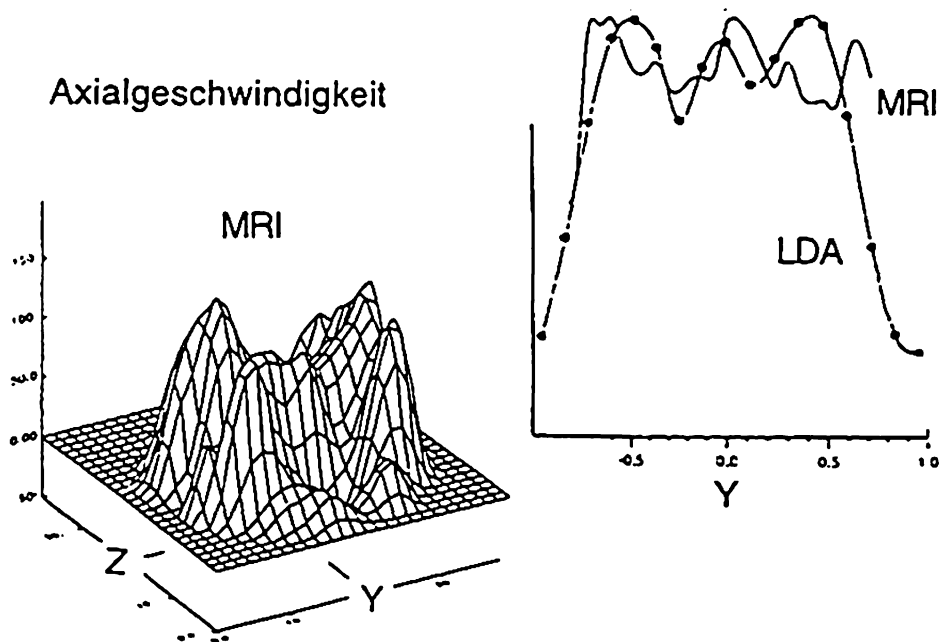


Fig. 3. Messungen der pulsierenden, mittleren Axialgeschwindigkeit hinter einer Zweiflügel-Aortenklappe im Zeitpunkt des maximalen Ausstosses. Links: MRI-Messung. Rechts: Vergleich zwischen MRI- und LDA-Messung nach [2] und [3].

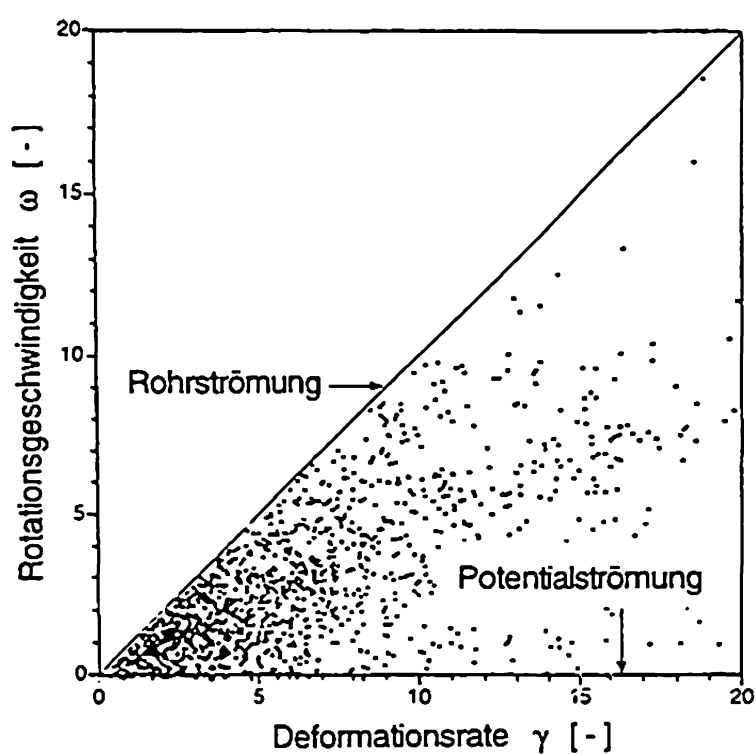


Fig. 4. Analyse der lokalen Deformationsrate γ und der reinen Rotation ω von kleinen Fluidvolumina hinter einer künstlichen Aortenklappe; im Zusammenhang mit mechanischer Hämolyse nach [4].

STRÖMUNG UND THROMBENBILDUNG

Die Zerstörung und Aktivierung von Blutzellen durch Strömungskräfte spielt im Prozess der Thrombenbildung eine zentrale Rolle. Es gibt Hinweise dafür, dass die Hämolyse (Zerstörung roter Blutkörperchen) den Prozess auslösen kann. Lokale Strömungsbewegungen mit hoher Deformationsrate sind bezüglich Hämolyse besonders kritisch, wie in [4] gezeigt wurde. Dabei ist das Strömungsfeld hinter einer Zweiflügel-Klappe in kleine Volumina ($1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$) unterteilt und deren Bewegung in der Aorten- und der Mitralseite untersucht worden (siehe **Figur 4**). Als bemerkenswertes Resultat dieser Untersuchung geht hervor, dass in der Mitralseite die lokalen Deformationsraten mehr als doppelt so hoch sind wie in der Aortenseite. Interessanterweise ist aus klinischen Studien bekannt, dass Thrombenbildung in der Mitralseite viel häufiger als in der Aortenseite auftritt. Zur Erforschung der exakten Zusammenhänge sind weitere *in vitro* und *in vivo* Experimente geplant.

FOLGERUNGEN UND AUSBLICK

In vitro Experimente bilden die Grundlage für die Entwicklung von Kreislauf-Prothesen. Mit dem heutigen Stand der MRI-Technik kann das pulsierende, 3D-Strömungsfeld (ohne Turbulenz) von *in vitro* Experimenten erstmals mit der Natur korreliert werden.

Die Anwendung der MRI-Technik auf die Strömung von Herzklappen eröffnet neue Perspektiven in der klinischen Diagnostik von künstlichen und natürlichen Herzklappen.

LITERATUR

- [1] Walker P.G., Pedersen E.M., Oyre S., Flepp L., Ringgaard S., Heinrich R.S., Walton P., Hasenkam J.M., Jorgensen H.S., Yoganathan A.P. (1995). Magnetic Resonance Velocity Imaging: A New Method for Prosthetic Heart Valve Study. *J Heart Valve Dis*, Vol.4, No.3.
- [2] Botnar R., Ringgaard R., Hirt F., Pedersen E., Scheidegger M.B., Boesiger P. (1996). Assessment of Velocity Fields Downstream of Prosthetic Heart Valves: In Vivo and In Vitro Studies. Society of Magnetic Resonance, 4th Scientific Meeting, New York.
- [3] Hirt F., Eisele K., Zhang Z., Jud E., Botnar R., Boesiger P., Kepner J., Baldwin T. (1996). Pulsatile Flow Behaviour Near Cardiac Prostheses: Application and Limitation of Laser- and MRI-Techniques. Proceedings of 8th International Symposium on Applications of Laser Techniques to Fluid Mechanics, Lisbon.
- [4] Hirt F., Jud E., Zhang Z. (1994). Investigation of the Local Flow Topology in the Vicinity of a Prosthetic Heart Valve Using Particle Image Velocimetry. Proceedings of 7th International Symposium on Applications of Laser Techniques to Fluid Mechanics, Lisbon.
- [5] Casey M.C., Borth J., Drtina P., Hirt F., Lang E., Metzen G., Wiss D. (1996). The Application of Computational Modeling to the Simulation of Environmental, Medical and Engineering Flows. *SPEEDUP Journal*, Vol. 9, No. 2.